

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Вонсевич Костянтин Петрович



УДК 612.741.1:617.577:681.525:616-77

**МІОГРАФІЧНА СИСТЕМА БІОНІЧНОЇ РУКИ З ОПТИЧНОЮ
ІДЕНТИФІКАЦІЄЮ ТИПУ ПОВЕРХНІ**

Спеціальність: 05.11.17 – Біологічні та медичні прилади і системи

АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Київ 2020

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Міністерства освіти і науки України на кафедрі виробництва приладів.

Науковий керівник:

доктор технічних наук, доцент
Безуглий Михайло Олександрович
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря
Сікорського»,
доцент кафедри виробництва приладів

Офіційні опоненти:

доктор біологічних наук
Мисюра Анатолій Григорович
директор Інституту прикладних проблем фізики і
біофізики НАН України

кандидат технічних наук, доцент
Нікітчук Тетяна Миколаївна
Державний університет «Житомирська політехніка»,
завідувач кафедри біомедичної інженерії та
телекомунікацій

Захист відбудеться «22» вересня 2020 року о 16 годині 00 хвилин на засіданні спеціалізованої вченої ради Д26.002.19 при Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37, корп. №12, ауд. 412.

З дисертацією можна ознайомитись у науково-технічній бібліотеці ім. Г.І. Денисенка Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37.

Автореферат розісланий « 03 » серпня 2020 р.

Учений секретар
спеціалізованої вченої ради



В. Б. Швайченко

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. У складній структурі наслідків локальних та глобальних світових воєн, травматизму на виробництві, вроджених аномалій, дизваскулярності, неоплазії та людських травм різного роду, одним із найбільш значущих факторів виступає повна або часткова втрата кінцівок. За статистичними даними у найбільш продуктивному віці – від 16 до 54 років – відбуваються ампутації рук, ніг та окремих частин і фаланг кінцівок. Однією з основних першопричин ампутацій верхніх та нижніх кінцівок є вогнепальні поранення різного роду складності. Серед потерпілих з вогнепальними травмами переважають важкі (85,4%) та украй важкі (5,5%) поранення, що у 8-19,6% випадків закінчуються укороченням кінцівок, а у 11,8% – ампутаціями. Згідно з Центром Медичної статистики МОЗ України за період з 2010 по 2015 роки було проведено 76339 ампутацій різного роду, без урахування показників у АР Крим та окремих частинах Донецької і Луганської областей у 2014 та 2015 рр. Одним з найскладніших наслідків ампутації кінцівок є втрата кисті та пальців пацієнта.

Для подолання наслідків різного роду ампутацій найчастіше застосовується протезування. До тіла пацієнта пристосовують протезний пристрій, який може естетично або функціонально замінити ампутовану частину. При цьому сучасні зразки протезів, що отримали назву «біонічних», мають не лише зовнішню подібність до здорової кінцівки, а й здатні частково відновити її сенсорно-моторні функції. Біонічні протези, що виробляються компаніями «Össur Corporation», «Ottobock», «Touch Bionics» чи «Open Bionics», поряд з косметичними силіконовими оболонками використовують механічні привідні механізми та електронні схеми вимірювання та аналізу біологічних сигналів.

Водночас питання підвищення ефективності розпізнавання жестів рук та точності відтворення окремих рухів і елементів сенсорики у системах протезів верхніх кінцівок розглядаються в роботах багатьох вчених. Зокрема, дослідження принципів міографічних досліджень проводиться у роботах (C.J. De Luca, H. Hermens, C. Castellini, E. Scheme, M.H. Malek), відтворення елементів сенсорики і ідентифікації поверхонь (S. Micera, E. Todorov, C. Cipriani, M. Controzzi), а принципів організації систем для відтворення окремих рухів (G. Pfurtscheller, G. Müller-Putz, C.M. Carrozza, C. Menon, S. Stramigioli) та іншими.

Застосування комплексного поєднання електронного керування виконавчими механізмами протезу, що базується на міографічних сигналах вимірюваних з кукси пацієнта, дозволяє відтворювати лише набір окремих рухів природних кінцівок, однак не забезпечує повноцінного відновлення їх функціональності. Більше того, міографічні системи біонічних кінцівок, що здатні повторити набір рухів пальців чи кисті пацієнта, використовують масив сенсорів, здійснюючи багатоканальні вимірювання біологічних сигналів та ускладнюючи прилад і його вартість. Водночас не розв'язаним залишається завдання ефективного розпізнавання рухів пальців у міографічних системах протезів із обмеженою кількістю вимірювальних каналів. Окрім того, не вирішеним однозначно залишається і завдання визначення типу контактної поверхні (аналог чутливості та дотику пальця) в малоканальних міографічних системах біонічних

рук. Таким чином, створення біонічної руки зі значною кількістю категорій фізіологічних рухів і жестів, розпізнавання яких забезпечується одночасним аналізом сигналів малої кількості міографічних каналів та можливістю ідентифікації типу контактної поверхні є актуальною науково-прикладною задачею протезно-ортопедичного приладобудування.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота пов'язана з науково-дослідними роботами кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» «Створення фундаментальних засад взаємодії польових структур об'єктів при діагностиці та лікуванні» №0108U000442, «Електро-міографічна система вимірювання та класифікації біологічних сигналів біонічного протезу пальців рук» №0118U004714.

Мета і задачі дослідження.

Метою дисертаційної роботи є створення міографічної системи протезної руки з розширеними можливостями рухів та жестів із розпізнаванням міоелектричних сигналів нейромережовим інтерфейсом та оптичним ідентифікатором контактної поверхні для дотику пальців.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Визначити види біологічних сигналів, методи та технічні засоби протезування верхніх кінцівок.
2. Обґрунтувати технічні вимоги до розпізнавання контактної поверхні об'єктів маніпуляції у системі біонічної руки на підставі аналізу методів та сенсорів зворотного зв'язку в протезних пристроях.
3. Розробити модель електронно-програмної класифікації сигналів на основі штучних нейронних мереж для впровадження у експериментальний зразок протезу руки з міоелектронним керуванням.
4. Визначити масив вхідних даних і алгоритм проведення досліджень, створити модулі вимірювання і програмне забезпечення для інтерпретації виміряних електросигналів м'язової активності та сигналів оптичної ідентифікації.
5. Провести експериментальну апробацію функціонування двоканальної міографічної системи біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні для типового набору рухів пальців.

Об'єкт дослідження – процес протезування руки при ампутаціях.

Предмет дослідження – міографічна система протезу руки людини з використанням штучних нейронних мереж та оптичною ідентифікацією типу поверхні.

Методи дослідження: методи поверхневої електроміографії та методи force-міографії – для вимірювання вхідних сигналів міографічної системи при виконанні набору функціональних рухів штучних кисті та пальців руки; методи класифікації та аналізу вхідних сигналів системи біонічної руки, які оцінювались класифікацією набору відповідних категорій; методи розробки штучних нейронних мереж – для визначення структури та параметрів нейронних мереж, як класифікатору для оцінювання розрахованих параметрів вхідних сигналів; оцінювання класифікації

методом матриці похибок – для наглядного порівняння ефективності застосування структур штучних нейронних мереж при класифікації вхідних сигналів; методи організації зворотного зв'язку та ідентифікації поверхонь – для визначення початкових умов і побудови схеми вимірювання сигналу оптичної ідентифікації типу контактної поверхні для біонічної руки.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Вдосконалено метод розпізнавання категорій фізіологічних рухів та жестів шляхом аналізу електро- та форс- міографічних сигналів мультирівневими штучними нейронними мережами, що дозволило підвищити точність класифікації жестів кисті руки.

2. Вдосконалено метод розпізнавання контактної поверхні пальцем протезу шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії, що дало можливість підвищити достовірність ідентифікації структури об'єктів маніпуляції.

3. Вдосконалено метод координації рухів протезу кисті руки шляхом одночасної реєстрації і розпізнавання фізіологічних сигналів та сигналу оптичної ідентифікації, що дало можливість реалізувати біокерування рухами пальців протезу із варіативними параметрами швидкості та сили стиснення.

Практичне значення одержаних результатів полягає в наступному:

1. Створений алгоритм і програмна реалізація забезпечили розпізнавання і відтворення видів рухів із варіативними параметрами швидкості та керування стисненням пальців протезу руки.

2. Розроблені макети і прототипи вимірювальних модулів, створені алгоритми і програмне забезпечення «IMsEMG» та «IMFMG» (захищені свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 8351-19 та № 8349-19 відповідно), забезпечили вимірювання електроміографічного та форс-міографічного сигналів, розрахунок їх значущих параметрів і класифікацію згідно з визначеним набором видів рухів.

3. Розроблені вимірювальні схеми, алгоритм та програмне забезпечення «IMFeed» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 8350-19) створили умови для реалізації біокерування рухами протезу руки за сигналами оптичної ідентифікації контактної поверхні при м'язовій біоактивності.

Особистий внесок здобувача. Основні наукові положення та усі винесені на захист результати дисертації, що становлять наукову новизну і практичну цінність отримано особисто. Також автором сформульовано основні задачі дослідження, обрані методи їх вирішення, розроблено алгоритмічні, схемо-технічні та програмні рішення для створення вимірювальних модулів міографічної системи біонічної руки. У працях опублікованих у співавторстві здобувачеві належить: розробка принципів функціонування вимірювального засобу для форс-міографії [1]; ідея схемо-технічної та програмної реалізації електроміографічного модуля вимірювання біологічних сигналів [2]; ідея практичного застосування результатів комбінованого розрахунку параметрів електроміографічного сигналу [3]; обґрунтування вибору моделі класифікації біологічних сигналів для системи біонічного протезу [4]; аналіз достовірності класифікації міографічних сигналів методом штучних нейронних мереж для

обмеженого набору фізіологічних жестів кисті руки [4]; аналіз відбиваючих властивостей біологічних тканин на визначених довжинах хвиль [5]; розробка схеми класифікації видів зворотного зв'язку в біонічних протезах [6]; ідея схематичної реалізації системи оптичної ідентифікації для біонічного протезу пальця [6]; розробка моделі штучної нейронної мережі для розпізнавання сигналів відбитого від окремих видів поверхонь оптичного випромінювання [6].

Апробація результатів дисертації. Основні наукові та практичні результати, отримані в дисертаційній роботі, були представлені на таких наукових семінарах та міжнародних і всеукраїнських конференціях: «Новые направления развития приборостроения» (г. Минск, Беларусь, 2016, 2019 р.р.); «Приборостроение» (г. Минск, Беларусь, 2016, 2017, 2019 р.р.); «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи» (м. Київ, Україна, 2016, 2018 р.р.); «Dynamical Systems Theory and Applications» (Lodz, Poland, 2017 р.); «Погляд у майбутнє приладобудування» (м. Київ, Україна, 2018 р.); «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» (м. Київ, Україна, 2018, 2019 р.р.). Результати досліджень доповідались та обговорювались на наукових семінарах кафедри виробництва приладів та кафедри електронної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського.

Результати дисертаційної роботи також впроваджено у навчально-виробничий процес ТОВ «МЕДХОЛДІНГ» (м. Київ) та навчальний процес приладобудівного факультету національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» при підготовці студентів за освітньо-науковими та освітньо-професійними програмами.

Публікації. Основні результати дисертаційної роботи було викладено у 21 науковій праці, у тому числі в 1 колективній монографії, 5 статтях у наукових фахових виданнях (з них 1 стаття у виданні іноземних держав; 4 у виданнях України, що включені до міжнародних наукометричних баз), 3 свідоцтвах на реєстрацію авторського права, 12 тезах доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

Структура й обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається з анотації, переліку умовних позначень, вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Загальний обсяг дисертації становить 180 сторінок, з яких основний зміст викладено на 111 сторінках, містить 62 рисунки (16 з яких у додатках), 11 таблиць (1 з яких у додатках), список використаних джерел із 159 посилань та 6 додатків на 27 сторінках.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** до дисертації обґрунтовано актуальність теми дослідження, сформульовано мету та основні задачі роботи, відображено наукову новизну і практичне значення отриманих результатів, визначено особистий внесок здобувача, наведено дані про структуру дисертації, наведено відомості про публікації та апробацію результатів дисертаційних досліджень.

У **першому розділі** проведено аналіз методів та технічних засобів протезування верхніх кінцівок людини. Зокрема, під час аналітичного огляду та

літературного пошуку, що розкривають проблематику порушуваних у дисертації задач, досліджено біофізичні основи реєстрації сигналів для інтуїтивного керування біонічним протезом руки, з'ясовано особливості вимірювання та аналізу біопотенціалів м'язів руки в завданнях біонічного протезування, представлено технічні засади конструювання та основні характеристики сучасних протезних систем. Представлено структурну схему біонічної протезної системи верхньої кінцівки, а також розглянуто методи та сенсори для забезпечення зворотного зв'язку й ідентифікації поверхонь в протезних пристроях.

Проведений аналіз показав, що необхідно розробити схему функціонування малоканалльної міографічної системи біокерованого протезу, на підставі якої визначити основні функціональні модулі та блоки, які забезпечують ефективність її роботи. Потрібно створити експериментальні зразки вимірювальних модулів, розробити алгоритм функціонування та математичну модель визначення вхідних сигналів міографічної системи, яка дозволить проводити аналіз та класифікацію виміряних сигналів руху пальців верхньої кінцівки людини. Згідно з визначеними основними вимогами до системи розпізнавання контактної поверхні, базуючись на розглянутих методах і сенсорах для реалізації зворотного зв'язку у протезних пристроях, розробити модуль ідентифікації та алгоритм визначення типу поверхні з метою генерації проміжних параметрів для міографічної системи біонічної руки, а на методах оцінювання ефективності електронно-програмної класифікації сигналів, оцінити результати роботи класифікатора розробленої міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні для обмеженого набору рухів пальців рук і видів контактних поверхонь, що дозволить провести подальшу експериментальну апробацію її функціонування із експериментальним зразком штучного пальця.

На основі проведеного аналізу зроблено висновок про те, що при реалізації біонічних протезних систем верхніх кінцівок не розв'язаним залишається завдання підвищення точності класифікації жестів кисті руки та достовірності ідентифікації структури об'єктів маніпуляції у малоканалльних міографічних системах.

В дисертаційній роботі зазначену науково-практичну задачу пропонується розв'язати шляхом розпізнавання категорій фізіологічних рухів і жестів за допомогою одночасного аналізу сигналів двох міографічних каналів із використанням мультирівневих штучних нейронних мереж та можливістю ідентифікації типу контактної поверхні об'єктів маніпуляції шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії.

Другий розділ присвячено вдосконаленню міореєструючої системи протезу руки засобами оптичної ідентифікації. Зокрема, розроблено схему функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки із оптичною ідентифікацією типу поверхні. Описано алгоритм функціонування та формування вихідних сигналів руху пальців біонічної руки. Розроблено алгоритм визначення типу контактної поверхні за допомогою оптичної ідентифікації. Розроблено математичну модель визначення вхідних сигналів міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні.

Відповідно до можливостей вимірювальної апаратури та кінцевого функціоналу, який повинен забезпечувати біонічний протез, систему приладу було спроектовано відповідно до певних граничних умов. Граничні умови обмежувались набором окремих функцій, які повинен виконувати протез та вихідним параметрами роботи його складових модулів і компонентів, зазначених у відповідній документації. Таким чином, згідно з граничними умовами розроблена система протезу повинна:

- зчитувати інформацію з зовнішніх модулів вимірювання біологічного сигналу;
- мати достатню швидкодію і кількість вбудованої пам'яті для аналізу вимірних сигналів, а саме – розрахунку їх характеристик та впровадження структури мультирівневих нейронних мереж;
- визначати необхідну кількість видів рухів та жестів кисті руки пацієнта;
- виконувати регулювання швидкості руху виконавчих механізмів протезу;
- зчитувати аналогову інформацію про сигнал оптичної ідентифікації з метою регулювання сили дії виконавчих механізмів.

Блок-схему структурного складу міографічної системи (МС) біонічної руки наведено на рис. 1. Стабільну роботу системи може бути забезпечено лише за умови належного функціонування усіх складових частин, а саме: ядра-мікронтролеру, модулів прийому біологічного сигналу та модуля оптичної ідентифікації (модуля ОІ). Як класифікатор для МС біонічного протезу використано один з найбільш ефективних алгоритмів розпізнавання біосигналів, що застосовують в практиці біонічного протезування – метод штучних нейронних мереж. Класифікацію набору жестів та сигналів оптичної ідентифікації в дисертаційній роботі проведено за допомогою штучної нейронної мережі типу «feed-forward», структура якої зображена на рис. 2.

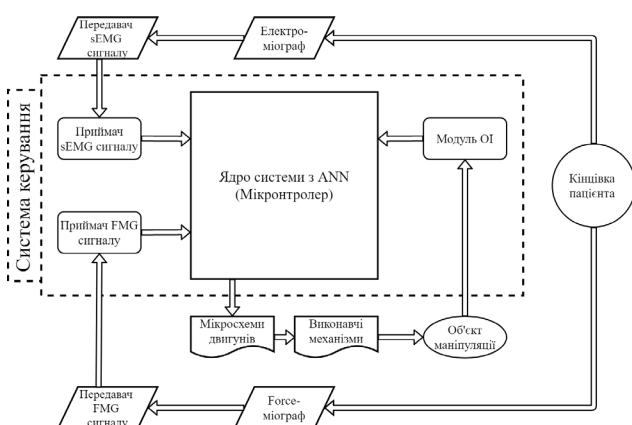


Рисунок 1. Блок – схема структурного складу міографічної системи біонічної руки

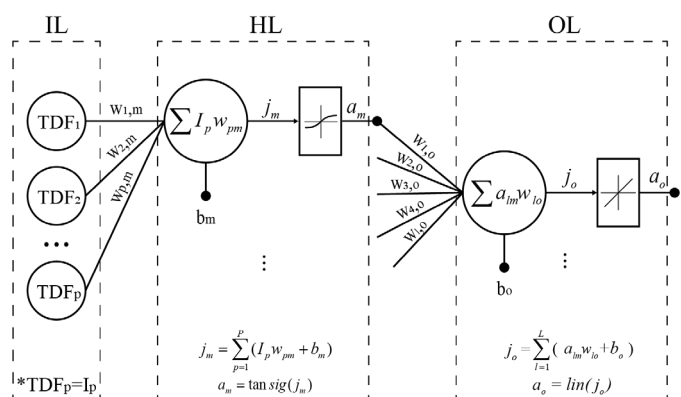


Рисунок 2. Структура ШНМ: w – ваги синапсів (нейронів), b – біас-нейрони

Створена нейронна мережа (НМ) виконує завдання бінарної оцінки типу "Ні/Так" для набору конкретних вихідних категорій (розміщених у OL шарі), базуючись на визначеному наборі параметрів емпіричних входів TDF (а саме, на

розрахованих характеристиках сигналів: *Peak*, *VAR* та *MAD*), які розміщені у вхідних нейронах *IL* шару. Процедура навчання передбачає підбір нейронною мережею матриці вагових коефіцієнтів w для кожного синапсу за допомогою Levenberg-Marquardt алгоритму. У якості активаційних перехідних функцій (для *HL* та *OL* шарів) використовуються *Tansigmoidal* та *Pure linear* функції, які визначені рівняннями (1) та (2).

$$y = \tan \operatorname{sig}(x) = \frac{2}{1 + e^{-2x}} - 1, \quad (1)$$

$$y(x) = x, \quad (2)$$

Розпізнавання типу поверхні об'єкту маніпуляції було реалізовано шляхом застосування модуля оптичної ідентифікації (ОІ). Водночас визначення типу контактної поверхні відбувається завдяки аналізу сигналів, наданих модулем ОІ, а їх класифікація – шляхом застосування описаної штучної нейронної мережі. Після визначення категорій типів поверхонь за допомогою НМ та передачі результатів до МС, здійснюється вибір одного з «Ф»-параметрів, що визначають фінальну позицію та силу стиснення пальців протезу. Якщо об'єкт має перший тип поверхні в МС протезу обирається проміжний параметр «Ф1», при якому для додаткової надійності охвату, після досягнення поверхні об'єкту штучним пальцем, виконавчі механізми повинні здійснити «N» кроків. При другому типі поверхні – параметр «Ф2» та «М» кроків, при n-типі поверхні – «Z» кроків відповідно. Реалізація такого алгоритму визначення проміжних параметрів для міографічної системи дозволяє здійснювати прецизійне охоплення об'єктів маніпуляції пальцями протезу та забезпечує додаткову їх фіксацію без прослизання і пошкодження структури об'єкту.

Розроблена математична модель визначення вхідних сигналів міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні, дозволила здійснити аналіз процесів перетворення вхідних сигналів у вихідні сигнали руху експериментального зразку штучного пальця. Вираз для опису вихідного сигналу міографічної системи містить математичні функції трьох складових, що впливають на результуючий сигнал. Ці складові є результатом обрахунку і класифікації параметрів двох вхідних електро- (sEMG) та форс- (FMG) міографічних сигналів і сигналу оптичної ідентифікації з допомогою структури спроектованої штучної нейронної мережі (ШНМ). Рівняння вихідного сигналу описано формулою (3) та в розгорнутому вигляді приймає вигляд (4):

$$z_i = f_i''' \left[f_i''(a_E, a_F), f_i'(a_{OI}) \right], \quad (3)$$

де a_E , a_F – значення складових міографічних сигналів sEMG та FMG, a_{OI} – значення складової сигналу оптичної ідентифікації.

$$z = f''' \left[f_{sEMG, FMG}'' \left(\operatorname{lin} \left(\sum_{l=1}^L ((\tan \operatorname{sig}(\sum_{p=1}^P (I_p w_{pm} + b_m))) w_{lo} + b_o) \right) \right), f_{OI}' \left(\operatorname{lin} \left(\sum_{r=1}^R ((\tan \operatorname{sig}(\sum_{s=1}^S (I_s w_{sm} + b_s))) w_{ro} + b_q) \right) \right) \right], \quad (4)$$

де I_p – значення часових характеристик сигналу ($I_l = P, \dots, I_P = MAD$), w_{pm} – вагові коефіцієнти синапсів нейронів прихованого шару ШНМ, b_m – значення біас-нейронів прихованого шару ШНМ. Визначення набору параметрів часових

характеристик («Peak», «VAR», «MAD») для вимірюваних сигналів здійснюється згідно з формулами (5) – (7).

$$P_i = \max_{[a,b]} \sigma_{norm} , \quad (5)$$

$$VAR_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\sigma_{norm_i}(t) - \overline{\sigma_{norm_i}} \right)^2 , \quad (6)$$

$$MAD_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left| \sigma_{norm_i}(t) - \overline{\sigma_{norm_i}} \right| , \quad (7)$$

де $\overline{\sigma_{norm_i}}$ – середнє значення амплітуди сигналу, що обчислено за формулою:

$$\overline{\sigma_{norm_i}} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \left| \sigma_{norm_i}(t) \right| , \quad (8)$$

де $\sigma_{norm_i}(t)$ – i -те значення амплітуди сигналу в момент часу t , N – кількість точок на обраному інтервалі. Нормалізацію значень у визначеному вікні даних (на часовому інтервалі $[a, b]$) здійснено за формулою (9):

$$\sigma_{norm} = \frac{\sigma_i - \sigma_{\min}}{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}} , \quad (9)$$

Тут σ_i – вимірне значення амплітуди біологічного сигналу певного виду руху кінцівки або сигналу, який відповідає типу контактної поверхні після проходження через вимірювальну схему. Водночас значення амплітуди sEMG та FMG сигналів є результатом накладання масиву сигналів від рухомих волокон, що задіяні в процесі скорочення м'язу під час виконання певного виду руху та в аналітичному представленні можуть мати вигляд:

$$S(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} S_n(t + \Delta t_i) + \psi , \quad (10)$$

де t – час; Δt_i – зсув по часу; ψ – адитивний білий шум сигналу.

Запропоноване математичне представлення вихідного сигналу міографічної системи біонічної руки є масштабованою функцією, що може бути використана і при збільшенні кількості вхідних характеристик біологічних сигналів, або сигналу оптичної ідентифікації.

В **третьому розділі** представлено розроблення експериментального зразка протезу руки з міоелектронним керуванням. Зокрема, розроблено алгоритми і виготовлено прототипи модулів вимірювання сигналу, що дозволили визначити особливості та окремі обмеження при вимірюванні електроміографічного і форс-міографічного сигналів, а також створити програмне забезпечення для міографічної системи. Розроблено алгоритм і структуру модуля вимірювання сигналу оптичної ідентифікації, визначено початкові умови і обмеження при проведенні досліджень по визначенню типу контактної поверхні. Принципи роботи створених модулів вимірювання сигналів для проведення sEMG та FMG досліджень показано на структурних схемах, що наведені на рис. 3. та рис. 4. Конструкцію прототипу створеного модуля sEMG складено з пластикового корпусу та манжети, виготовленої з клейкої велкро-стрічки (рис. 5,а).

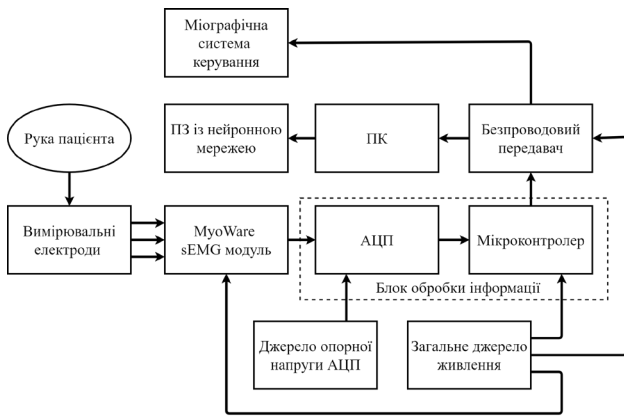


Рисунок 3. Структурна схема модуля вимірювання sEMG сигналу

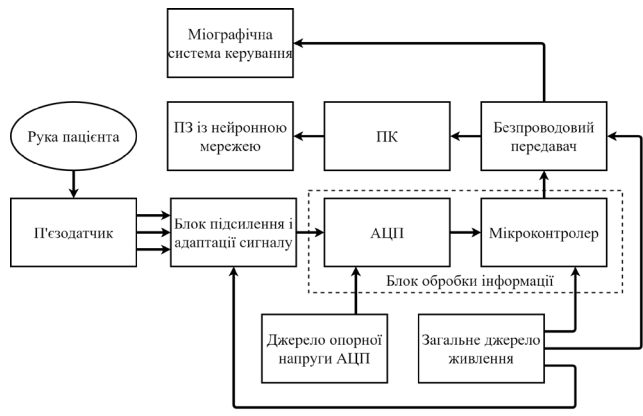


Рисунок 4. Структурна схема модуля для вимірювання FMG сигналу

Друкована плата та електронні компоненти модуля розташовано в середині корпусу (рис. 5,б), який має спеціальні отвори для встановлення поверхневих вимірювальних та референтного електродів.



а)

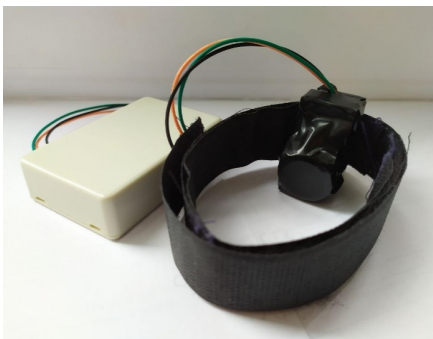


б)

Рисунок 5. Загальний вигляд прототипу sEMG модуля. Конструкція модуля у зібраному (а) стані та без кришки (б)

Подібно до модуля sEMG, конструкція прототипу модуля вимірювання FMG виконано в пластиковому корпусі та браслеті з клейкої велкро-стрічки (рис. 6,а). Водночас друковану плату та електронні компоненти модуля розташовано в середині основного корпусу,

п'єзоелектричний датчик і схема адаптації сигналу – в окремому пластиковому корпусі (рис. 6,б), що закріплюють на внутрішній стороні браслету.



а)



б)

Рисунок 6. Загальний вигляд прототипу розробленого FMG-модуля. Конструкція модуля у зібраному стані (а) та вимірювальний сенсор модуля (б)

Розроблене програмне забезпечення (ПЗ) для модулів вимірювання sEMG та FMG сигналів було виконане у середовищі *Microsoft Visual Studio C#* та використовувалось для: здійснення поетапного керування процесом вимірювання і візуалізації вимірюваних сигналів, збереження та

каталогізації визначених результатів, розрахунку характеристик вимірних сигналів і визначення виду здійсненого жесту у режимі реального часу. Впродовж візуалізації вхідних даних за допомогою графіку сигналу, в розробленій програмі відбувається автоматичний розрахунок параметрів вимірної кривої у обмеженому часовому інтервалі, з метою визначення виду жесту кисті якому відповідає сигнал. Визначення виду жесту у створеному ПЗ реалізовано на основі впровадження попередньо натренованої мультирівневої ШНМ та розрахованого для неї в ПЗ набору вхідних параметрів (базуючись на часових характеристиках вимірного сигналу). Інтерфейси програм, спроектованих з метою вимірювання та обробки sEMG та FMG-сигналів, показано на рис. 7. та рис. 8, відповідно.

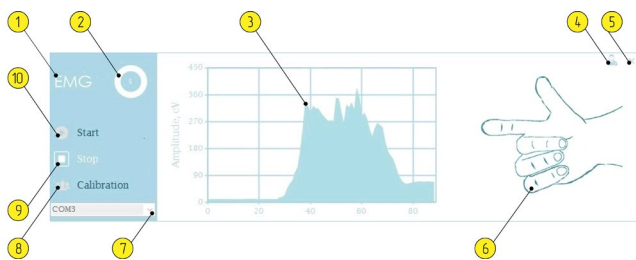


Рисунок 7. Загальний вигляд створеного ПЗ для вимірювання sEMG сигналів.

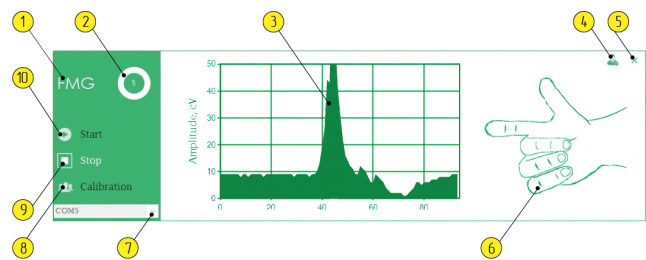


Рисунок 8. Загальний вигляд створеного ПЗ для вимірювання FMG сигналів.

1 – назва програми; 2 – лічильник; 3 – інформаційне табло з графіком сигналу; 4 – кнопка анкети пацієнта; 5 – кнопка виходу з програми; 6 – панель з зображенням жестів; 7 – список активних COM-портів; 8 – кнопка режиму калібрування; 9 – кнопка закінчення вимірювань; 10 – кнопка початку вимірювань

Подібно до ПЗ для sEMG, створене програмне забезпечення для аналізу FMG має такі ж органи керування і основні робочі позиції. Однак, на відміну від ПЗ для модуля sEMG, програмна реалізація для модуля FMG має інший набір вагових коефіцієнтів мультирівневої структури ШНМ, що імпортована в структуру програми.

Розроблений метод оптичної ідентифікації типу поверхні для міографічної системи біонічної руки, базується на мікроконтролерному вимірювальному пристрої з ІЧ оптичним випромінювачем і сенсором та штучній нейронній мережі. На рис. 9. наведено структурну схему розробленої системи ОІ, що використовувалась у дисертаційній роботі.

Розроблена система працює наступним чином: випромінювання у відповідності до обраної конфігурації оптичної емісії та приймально-реєструючої системи спрямовується на досліджуваний об'єкт. Відбитий сигнал, що може містити колімовану та дифузну складові, зосереджується в чутливій зоні приймача випромінювання. Електричний сигнал, пропорційний оптичному потоку, поступає до блоку попередньої обробки. Після оцифрування у блоці АЦП та попередньої обробки за допомогою мікроконтролеру, здійснюється подальша передача вимірного сигналу через безпроводовий зв'язок до ПК або міографічної системи біонічної руки.

Наступна класифікація сигналів, що отримані внаслідок взаємодії з об'єктом дослідження, відбувається шляхом використання програмного забезпечення з вбудованим в нього алгоритмом ШНМ.

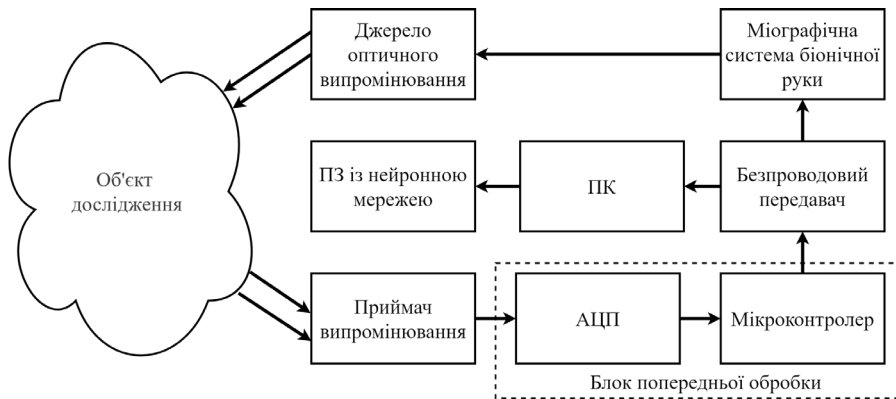


Рисунок 9. Структурна схема системи оптичної ідентифікації

З метою додаткової концентрації відбитого дифузного випромінювання у чутливій зоні приймача, в структурі системи ОІ можуть використовуватись додаткові концентратори оптичної енергії (КОЕ). Наприклад:

пласкі, сферичні і параболічні дзеркала, параболічні концентратори тощо. Для простоти практичної реалізації та порівнюваності результатів при розробці модуля вимірювання сигналів ОІ як оптичний сенсор було використано оптопару. Вимірювальна оптопара нерухомо розміщувалась у дистальній фаланзі штучного пальця (рис. 10,а), а палець, у свою чергу, було зафіксовано на спеціальній планці, горизонтально до досліджуваного зразка. Для практичної перевірки гіпотези про підвищення точності класифікації сигналів оптичної ідентифікації при застосуванні додаткових КОЕ, в дисертаційній роботі було досліджено також систему ОІ із використанням як КОЕ еліпсоїдального рефлектору (рис. 10,б).

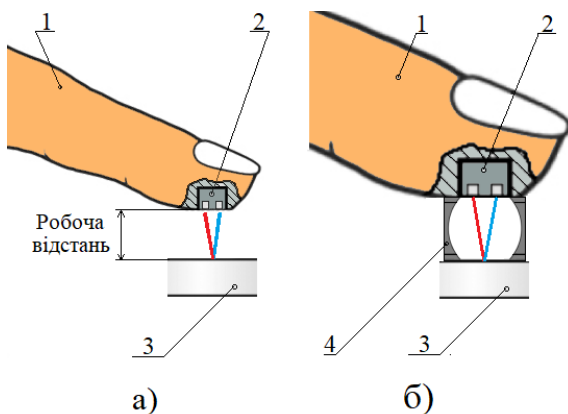


Рисунок 10. Схема розміщення елементів системи оптичної ідентифікації для дослідження без КОЕ (а) та з використанням КОЕ (б): 1 – біонічний палець; 2 – оптопара; 3 – досліджуваний зразок; 4 – КОЕ

Рефлектор, що застосовано у системі ОІ, виготовлено з такими конструктивними параметрами: еліпсоїд обертання (навколо великої напів-осі) з внутрішньою дзеркальною поверхнею, усічений по фокальним площинам ортогонально до осі обертання, фокальний параметр – 1.47 мм, ексцентриситет – 0.31, коефіцієнт відбиття стінок рефлектору $\rho = 0.92$. З позицій ергономіки у прототипі біонічного пальця систему ОІ з КОЕ доцільно розміщувати всередині дистальної фаланги, оптимізувавши при цьому параметри КОЕ та конструкцію пальців протезу. Однак, на цьому етапі практична реалізація такої схеми розташування елементів системи є досить складним завданням. Саме тому, в рамках дисертаційних досліджень, концентратор оптичної енергії нерухомо закріплювався ззовні, впритул до поверхні оптопари (рис. 10,б).

В четвертому розділі здійснено практичну апробацію розробленої двоканальної міографічної системи із оптичною ідентифікацією типу поверхні. Обрано типовий набір рухів пальців для апробації системи, сформовано масив вхідних даних і проведено оцінювання вимірних міографічних сигналів.

Таблиця 1. Набір жестів, що досліджувались у роботі

A0	Початкова позиція руки. Долонне розслаблене положення пальців	
A1	Згинання і розгинання мізинця	
A2	Згинання і розгинання безіменного пальця	
A3	Згинання і розгинання середнього пальця	
A4	Згинання і розгинання вказівного пальця	
B1	Вказівний жест Згинання і подальше розгинання одночасно мізинця, безіменного, середнього і великого пальців	
B2	Стискання руки в кулак. Згинання і розгинання одночасно всіх пальців руки	
C0	Початкова позиція руки. Бічне розслаблене положення пальців	
C1	Циліндричний долонний захват. Охоплення предмету циліндричної форми	
C2	Зажим із субтерміно-латеральною опозицією. Охоплення предмету плоскої форми, невеликої товщини	
C3	Пульпарний три пальцевий захват, охоплення предметів округлої форми. Безіменний палець і мізинець у початково-зігнутому положенні	

Апробовано методику і показано результати розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації. Наведено результати експериментальних досліджень розробленої міографічної системи. Аналіз вхідних сигналів міографічної системи проведено для набору із одинадцяти видів жестів (A0-B2) кисті лівої руки (табл. 1), що передбачали процес згинання/розгинання одного і більше пальців. Під час вимірювання пацієнти розташовувались у зручній для сидіння позиції в кріслі, а ліве передпліччя розслаблено розміщувалось на столі в одній з двох початкових позицій. Початкове положення руки (A0) передбачало вільне розміщення кисті руки долонею вгору з частково зігнутими пальцями. Таку позицію було обрано як початкове положення для подальшого виконання набору жестів A1-A4. Положення C0, в свою чергу, використано як початкове для рухів B1-C3 та реалізовувалось шляхом

розміщення руки в розслабленому положенні у позиції, при якій задня поверхня

кисті лежить на тій же лінії, що і задня поверхня передпліччя, з поворотом долоні вправо.

Перед проведенням вимірювання сигналів кожен пацієнт проходив анкетування, під час якого визначались необхідні антропометричні дані та інформація про наявність попередніх травм лівої руки, а добровільна згода на участь в дослідженнях підтверджувалась у письмовій формі. Після проведення попереднього тестування, для детального аналізу і класифікації вимірних сигналів у дослідженні було використано вибірку з десяти осіб лише «дорослої» вікової групи у категоріях 20+ та 40+ років, різної статі, зросту, ваги і структури тіла. Антропометричні дані пацієнтів повністю наведено в Додатку Г дисертаційної роботи. Оцінювання вимірних міографічних сигналів проведено за допомогою набору із трьох часових характеристик, а саме: параметрів *Peak*, *VAR*, *MAD*, що розраховувались в межах так званих «вікон даних» (ВД), які ділять визначений сигнал на декілька рівномірних частин. Тривалість одного характеристичного «вікна даних», що застосовано в дослідженні, складала 110 мс. Сигнал, відповідний певному жесту, розподілявся в межах п'яти ВД з загальною тривалістю в 550 мс та шириною в 110 точок на одну ітерацію. Водночас перше ВД завжди використовувалось з метою визначення рівня фонового сигналу у початковій позиції «A0» або «C0». Оцінку точності класифікації виконано розрахунком матриці похибок, а ефективність класифікації оцінено за параметрами *Precision*, *Recall* та *F-score*. З метою організації високоефективної роботи міографічної системи біонічної руки вимірювання активності м'язів та подальший аналіз результатів проведено як окремо з кожним (sEMG та FMG), так і одночасно з двома вимірювальними пристроями. Водночас найвищі показники *Precision* = 0.91, *Recall* = 0.92, *F-score* = 0.91 було отримано при використанні одночасно двох вимірювальних пристроїв, де FMG-сенсор розташовано із дорзальної сторони передпліччя, для моніторингу активності м'язів *Extensor Digitorum Communis*, а sEMG електроди – із долонної сторони, над зоною м'язів *Flexor Digitorum Superficialis* (рис. 11).

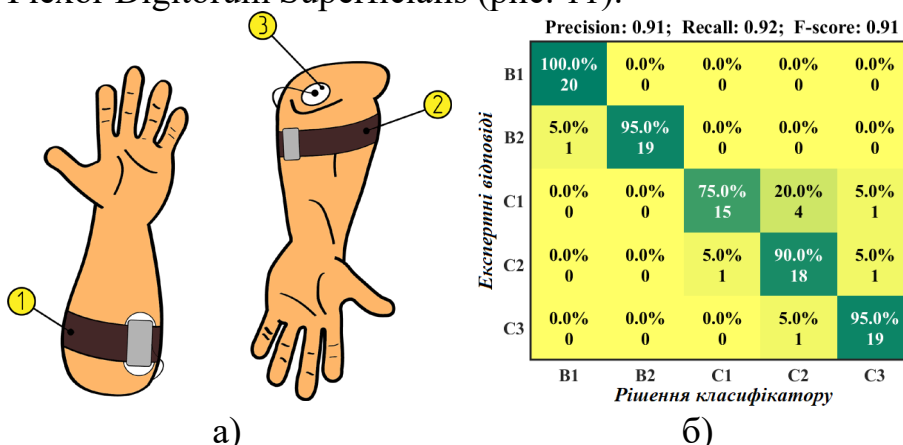


Рисунок 11. Розташування датчиків і матриця похибок класифікації. Розташування датчиків на кінцівці (а): 1 – sEMG вимірювальний пристрій; 2 – браслет із FMG сенсором; 3 – референтний електрод. Матриця похибок класифікації комбінованих sEMG і FMG сигналів м'язів для набору жестів «B1»-«C3» (б)

Таке розташування сенсорів було обрано як базис для вимірювання вхідних біологічних сигналів міографічної системи, які в подальшому класифікуються за допомогою структури мультирівневої нейронної мережі (рис. 12), впровадженої в систему протезу. Запропоновану мультирівневу структуру складено із

6-ти нейронних мереж НМ, кожна з яких проводить один з етапів загального оцінювання масиву TDF-характеристик двох вхідних сигналів для формування результуючої відповіді про категорію жесту, що повинна відтворюватись міографічною системою. На першому етапі нейронна мережа N1 проводить оцінку 6-ти вхідних TDF-характеристик sEMG та FMG сигналів (по три TDF на кожен сигнал) та розподіляє їх до однієї з трьох можливих категорій жестів: «А», «В» або «С».

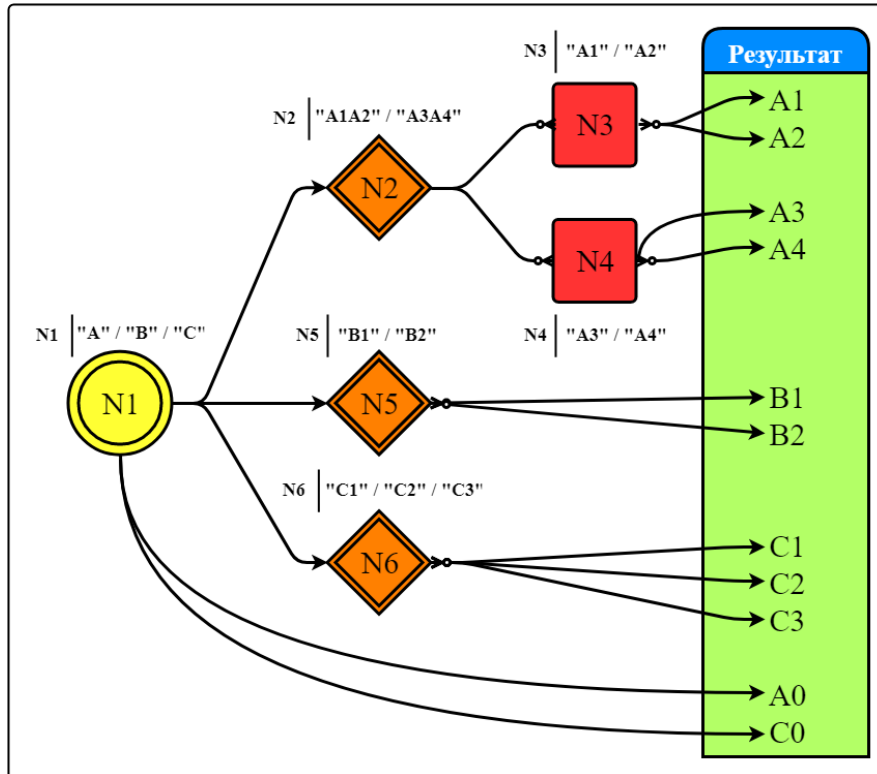


Рисунок 12. Мультирівнева структура комбінованих нейронних мереж для МС протезу. N – НМ; «А», «В», «С» – категорії жестів

Залежно від визначеної категорії на наступному етапі вхідний пакет характеристик передають в одну із трьох нейронних мереж нижчого рівня (N2, N5 або N6). Нейронна мережа N2 є проміжною і виконує класифікацію сигналів відповідно до двох груп жестів категорії «А»: «A1 / A2» або «A3 / A4», з метою подальшої передачі характеристик сигналу до однієї з НМ найнижчого рівня: N3 або N4.

Водночас мережі N3 і N4 проводять результуюче оцінювання

сигналів для жестів групи «А» та визначають один результат з пари можливих категорій: «A1 чи A2» для N3, «A3 чи A4» для N4. У свою чергу, мережі другого рівня N5 та N6, проводять оцінювання в парі «B1» чи «B2» або трійці «C1, C2, C3» жестів, одразу визначаючи вихідний результат, без використання НМ найнижчого рівня.

Така комбінована структура дає можливість успішно працювати зі значним набором (11 жестів) вихідних категорій без застосування при цьому громіздких нейронних мереж складної структури. Розподілення глобального завдання між декількома простими НМ з обмеженою кількістю вихідних нейронів (по три для N1 та N6, по два для N2-N5) підвищує як локальну, так і загальну точність класифікації сигналів згідно з показником *F-score*, що показана на рис. 13. Водночас параметр *F-score* для мережі N1 і категорій жестів «А», «В» чи «С» складає 92%, N2 – 86%, N3 – 100%, N4 – 100%, N5 – 100% та N6 – 82%. Загальна ж точність визначення одинадцяти категорій жестів складає 93.3%.

Експериментальну методику розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації із використанням штучної нейронної мережі, застосовано з метою розрахунку проміжних параметрів вихідних сигналів міографічної системи протезу. Оцінювання часових характеристик для вимірюваних сигналів ОІ здійснювалось у "часовому вікні" тривалістю в 50 мс. Як емпіричні параметри сигналу для тестового зразку визначались два показники часових характеристик: пік амплітуди вимірюваного сигналу (*Peak*) та середнє абсолютне відхилення (*MAD*).

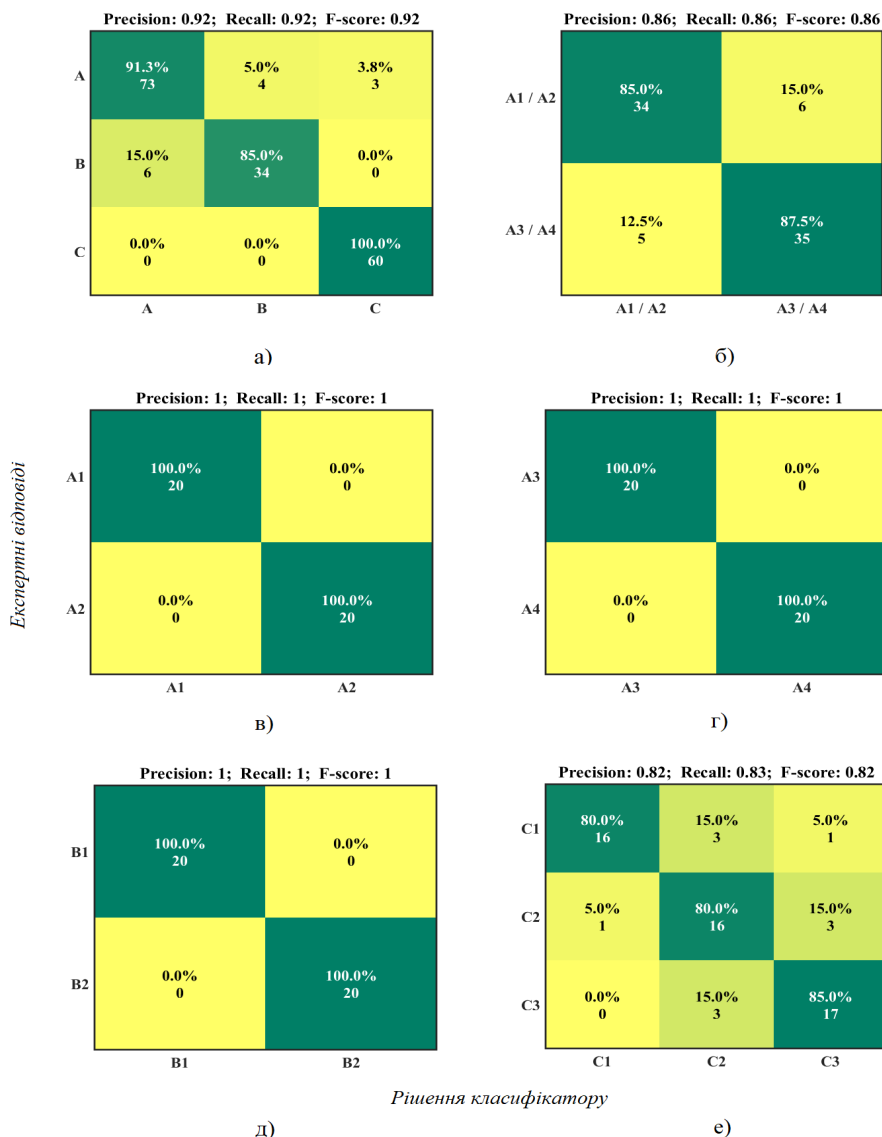


Рисунок 13. Матриці похибок для мультирівневої структури НМ: для нейронної мережі N1(а); N2 (б); N3 (в); N4 (г); N5 (д); N6 (е)

Загальна оцінка точності класифікації виконувалась аналогічно до міографічних сигналів, шляхом розрахунку матриці похибок, а ефективність класифікації оцінювалась за параметрами *Precision*, *Recall* та *F-score*. Структуру ШНМ, що наведено на рис. 2, використано для ідентифікації 12, 11 та 10 типів зразків різних поверхонь, на підставі аналізу сигналу розсіяного назад оптичного випромінювання. Як набір даних використано значення інтенсивності відбитого (розсіяного назад) світла для дванадцяти типів матеріалів як

біологічно-сумісної так і штучної структури (рис.14). Перша серія вимірювань без КОЕ була здійснена при калібруванні на денне освітлення, а зразок поверхні початково розміщувався на відстані 1 см від дистальної фаланги штучного пальця з вмонтованим вимірювальним сенсором. Друга серія вимірювань передбачала застосування в конструкції штучного пальця еліпсоїдального рефлектора у якості концентратора дифузно-розсіяного досліджуваними поверхнями світла (рис. 15).

Матрицю похибок для класифікації дванадцяти типів контактних поверхонь для схеми ОІ із КОЕ та без КОЕ представлено на рис. 16.

Можна спостерігати достатньо значний приріст ефективності ідентифікації під час другої серії вимірювань (із використанням КОЕ). А для різної кількості досліджуваних поверхонь (від 12-ти до 10-ти), різниця між першою та другою серією згідно з показником *F-score* сягає від 13% до 17%. Особливості практичної реалізації запропонованих алгоритмів функціонування міографічної системи із вибором параметрів швидкості та сили, наглядно продемонстровано на прикладі руху біонічного пальця руки із 3-ма параметрами швидкості (рис.17) та 3-ма параметрами сили стиснення (рис. 18).

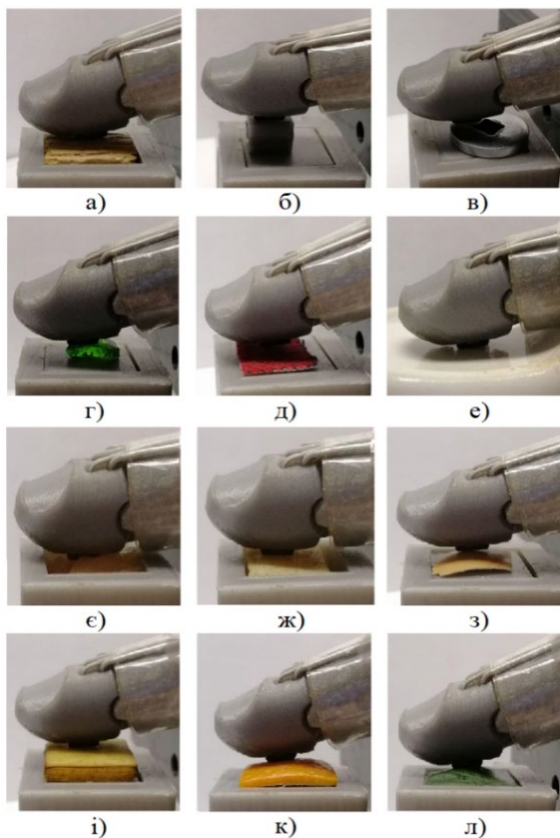


Рисунок 14. Процес реєстрації розсіяного випромінювання від досліджуваних поверхонь без КОЕ.

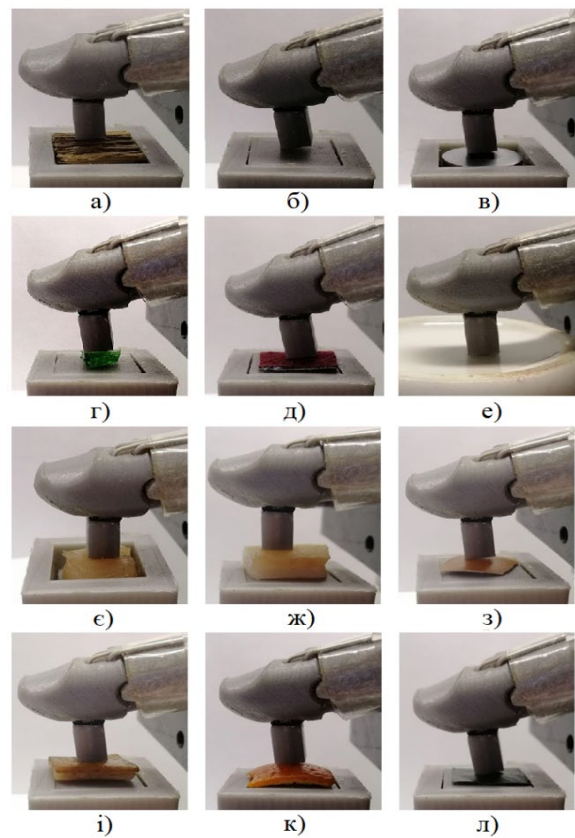


Рисунок 15. Фотометрія з КОЕ досліджуваних поверхонь.

а) дерево; б) пластик; в) метал; г) скло; д) тканина; е) кераміка; є) м'язова тканина курки; ж) шкіра свині; з) яєчна шкарлупа; і) шкірка банану; к) шкірка апельсину; л) зелений листок

Орієнтуючись на визначену категорію жесту («А», «В» чи «С»), міографічна система здійснює вибір відповідного швидкісного режиму із набору: «швидкий», «середній», «повільний» або «не рухомий» (відповідно до алгоритму, зображеного у дод. А). У випадку, коли виконаний жест відноситься до категорії «С», міографічна система визначає тип поверхні, з якою взаємодіють біонічні

пальці та шляхом генерації проміжних параметрів регулює силу стиснення об'єктів маніпуляції (рис. 18).

Експертні відповіді

Precision: 0.72; Recall: 0.83; F-score: 0.77;

Дерево	20.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Пластик	5	0	0	0	0	0	0	0	20	0	0	0
Метал	0.0%	40.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	60.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Скло	0	10	0	0	0	0	15	0	0	0	0	0
Тканина	0.0%	0.0%	20.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Кераміка	0	0	5	0	0	0	0	0	20	0	0	0
М'ясо	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Шкіра	0	0	0	25	0	0	0	0	0	0	0	0
Яйце	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Банан	0	0	0	0	25	0	0	0	0	0	0	0
Апельсин	20.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Листок	5	0	0	0	0	20	0	0	0	0	0	0
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Тканина	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Банан	Апельсин	Листок

а)

Precision: 0.93; Recall: 0.95; F-score: 0.94;

Дерево	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Пластик	25	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Метал	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Скло	0	25	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Тканина	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Кераміка	0	0	0	25	0	0	0	0	0	0	0	0
М'ясо	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Шкіра	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Яйце	0	0	0	0	0	0	25	0	0	0	0	0
Банан	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Апельсин	0	0	0	0	0	0	0	25	0	0	0	0
Листок	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	60.0%	0.0%	40.0%	0.0%
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Тканина	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Банан	Апельсин	Листок

б)

Рішення класифікатору

Рисунок 16. Матриця похибок для класифікації 12-ти поверхонь: для системи ОІ без КОЕ (а); для системи ОІ з КОЕ (б)

У випадку, якщо об'єкт маніпуляції м'який, у МС обирається набір параметрів, при яких біонічний палець протезу виконує «легкий» дотик до об'єкту (рис. 18,а). Для ламких поверхонь біонічні пальці виконують охват об'єктів з «середньою» силою стиснення (рис.18,б), у той час як тверді поверхні «міцно» стискаються за допомогою виконавчих механізмів біонічних пальців протезу (рис. 18,в). Вихідні параметри руху пальців протезу повинні коригуватись для кожного конкретного випадку та можуть бути масштабовані залежно від необхідного вихідного функціоналу пристрою. Однак, при забезпеченні додаткової біоміметичності рухів штучної кисті, можливою є і реалізація

високоточного регулювання сили окремо для кожного пальця, на основі вхідної інформації не лише про загальну структуру поверхні, а і про її форму.

Запропоноване регулювання вихідної сили стиснення об'єктів маніпуляції, шляхом визначення кількості кроків виконавчих механізмів є достатнім для базового охвату предметів.

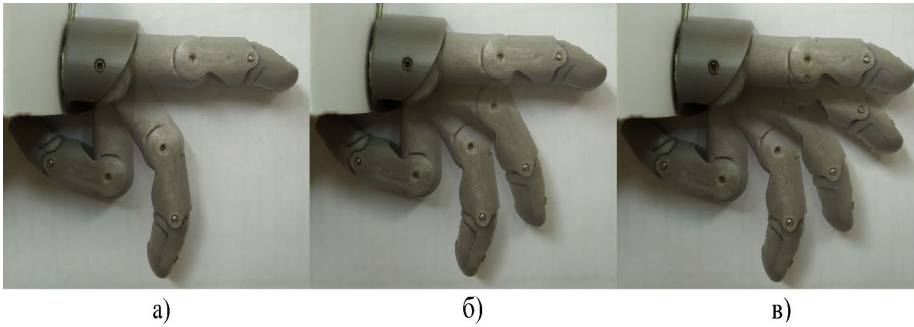


Рисунок 17. Процес руху біонічного пальця у різних швидкісних режимах: «швидкий» режим (а); «середній» режим (б); «повільний» режим (в); «нерухомий» режим – не показано

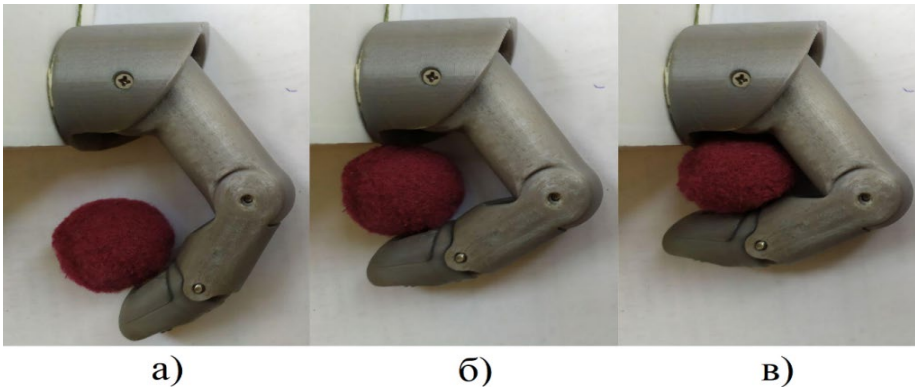


Рисунок 18. Процес регулювання сили стиснення об'єктів маніпуляції: «легко»(а); «середньо»(б); «міцно»(в)

У додатках до дисертаційної роботи представлено алгоритм функціонування та формування міографічних сигналів руху пальцями біонічної руки, методики роботи у програмному забезпеченні модулів вимірювання sEMG та FMG сигналів, антропометричні дані пацієнтів, що приймали участь у дослідженнях, акти практичного впровадження результатів дисертаційної роботи та список публікацій здобувача.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальне науково-прикладне завдання підвищення точності класифікації жестів кисті руки та достовірності ідентифікації структури об'єктів маніпуляції у системі протезу з міокеруванням. Розпізнавання категорій фізіологічних рухів і жестів забезпечено одночасним аналізом сигналів двох міографічних каналів та можливістю ідентифікації типу контактної поверхні об'єктів маніпуляції шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії. Це дозволило реалізувати біокерування рухами пальця протезу із варіативними параметрами швидкості та сили стиснення.

1. На підставі проаналізованих методів протезування верхніх кінцівок визначено технічні засоби та види біологічних сигналів, необхідні для функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки.

2. На підставі аналізу методів та сенсорів зворотного зв'язку в протезних пристроях обґрунтовано технічні вимоги до розпізнавання контактної поверхні

об'єктів маніпуляції, що дозволило вдосконалити міореєструючу систему протезу руки засобами оптичної ідентифікації контактної поверхні.

3. На підставі технологій реєстрації сигналів м'язової активності та методів ідентифікації структури об'єктів маніпуляції розроблено модель електронно-програмної класифікації сигналів, видів рухів та типів контактних поверхонь, як складової частини протезу руки з міоелектронним керуванням.

4. Базуючись на розробленій моделі створено модулі вимірювання масивів вхідних даних, алгоритм проведення досліджень і програмне забезпечення, що дозволило інтерпретувати виміряні електросигнали м'язової активності та сигнали оптичної ідентифікації.

5. Вдосконалено метод координації рухів протезу кисті руки шляхом одночасної реєстрації і розпізнавання фізіологічних сигналів та сигналу оптичної ідентифікації, що дало можливість провести експериментальну апробацію біокерування рухами зразка пальця на 3-х параметрах швидкості та 3-х параметрах сили стиснення за допомогою двоканальної міографічної системи.

6. Вдосконалено метод розпізнавання категорій фізіологічних рухів та жестів шляхом аналізу електро- та форс- міографічних сигналів мультирівневими штучними нейронними мережами, що дозволило підвищити значення параметру оцінки точності класифікації F-score до показника 93.3% при 11-ти категоріях досліджуваних рухів пальців.

7. Вдосконалено метод розпізнавання контактної поверхні пальцем протезу шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії, що дало можливість підвищити значення параметру оцінки точності класифікації F-score до 94% при ідентифікації 12-ти контактних поверхонь об'єктів маніпуляції.

8. Результати дисертаційної роботи впроваджено у навчально-виробничий процес ТОВ «МЕДХОЛДІНГ» (м. Київ) та навчальний процес приладобудівного факультету національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» при підготовці студентів за освітньо-науковими та освітньо-професійними програмами.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski and J. Awrejcewicz, "Features of low-channel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement", *Engineering Dynamics and Life Sciences*, Lodz: DAB&M of TUL Press, pp. 567-578, 2017.

Здобувачу належить розробка принципів функціонування вимірювального засобу для force-міографії.

2. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки", *Перспективні технології та прилади*, №10, с. 32 – 37, 2017.

Здобувачу належить ідея схемо-технічної та програмної реалізації електроміографічного модуля вимірювання біологічних сигналів.

3. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №1, с. 45 – 53, 2018.

Здобувачу належить ідея практичного застосування результатів комбінованого розрахунку параметрів електроміографічного сигналу та обґрунтування вибору моделі його класифікації.

4. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23–33, 2019.

Здобувачу належить обґрунтування вибору моделі класифікації біологічних сигналів для системи біонічного протезу та аналіз достовірності класифікації міографічних сигналів методом штучних нейронних мереж для обмеженого набору фізіологічних жестів кисті руки.

5. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160–168, 2019.

Здобувачу належить аналіз відбиваючих властивостей біологічних тканин на визначених довжинах хвиль.

6. К.Р. Vonsevych, М.А. Bezuglyi, and О.А. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.

Здобувачу належить розробка схеми класифікації видів зворотного зв'язку в біонічних протезах, ідея схемо-технічної реалізації системи оптичної ідентифікації для біонічного протезу пальця, розробка моделі штучної нейронної мережі для розпізнавання сигналів відбитого від окремих видів поверхонь оптичного випромінювання.

7. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, "Інструкція з використання «IMFMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8349-19*, 01.10.2019.

Здобувачу належить розробка коду програмного забезпечення «IMFMG».

8. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та М.О. Безуглий, "Інструкція з використання «IMFeed»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8350-19*, 01.10.2019.

Здобувачу належить розробка коду програмного забезпечення «IMFeed»

9. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та К.А. Варданесян, "Інструкція з використання «IMsEMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8351-19*, 01.10.2019.

Здобувачу належить розробка коду програмного забезпечення «IMsEMG».

10. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглий, "Особенности бионического протезирования верхних конечностей", на 9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016», Минск, 2016, с.36 – 37.

Здобувачу належить огляд та обґрунтування основних особливостей та структурних елементів, що необхідні для функціонування біонічного протезу.

11. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглий, "Бионическое протезирование пальцев рук", на 10-ой Международной научно-технической конференции молодых

ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2016, с.214.

Здобувачу належить аналіз особливостей біонічного протезування пальців рук та опис характерних складових системи біонічних пальців.

12. К.Р. Vonsevych, М.А. Bezuglyi, "Electromyographic indicators for bionic prosthetics of fingers", на 15-й Міжнародній науково-технічній конференції «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи», Київ, 2016, с.138-139.

Здобувачу належить опис характерних показників електроміограми, що можуть бути використані у біонічному протезуванні пальців рук.

13. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый "Модель классификации движений пальцев рук для протезного применения», на 10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017», Минск, 2017, с. 225-226.

Здобувачу належить обґрунтування параметрів та структури штучної нейронної мережі для класифікації рухової активності пальців рук.

14. К. Vonsevych, М. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Biomechatronic solution for human fingers replacement", in Proc. 14-th international conference «Dynamical systems: theory and applications», Lodz, 2017, p. 392.

Здобувачу належить огляд існуючих рішень та принципів побудови систем для біонічного протезування пальців.

15. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглый, "Force-міографічна система керування біонічним протезом пальців руки", на XVII Міжнародній науково-технічній конференції «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи», Київ, 2018, с.130-131.

Здобувачу належить ідея використання Force-міографії у системі керування біонічним протезом пальців руки.

16. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Force-миография в распознавании жестов рук", на 11-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2018, с.83.

Здобувачу належить ідея використання методу Force-міографії при вимірюванні сигналів та класифікації окремих жестів рук.

17. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Особенности Force-миографического метода диагностики рухової активності м'язів", на XI науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», Київ, 2018, с.366-369.

Здобувачу належить ідея застосування методу Force-міографії для моніторингу активності м'язів руки.

18. Ю.В. Лобур, К.П. Вонсевич, "Модуль неінвазійного зворотного зв'язку в системі штучного пальця", на XIV Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2018, с. 288-290.

Здобувачу належить розробка алгоритму функціонування модуля неінвазійного зворотного зв'язку в системі біонічного пальця.

19. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Электронно-оптический модуль определения типа поверхности для протеза верхней конечности", на 12-ой

Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.142.

Здобувачу належить розробка функціональної схеми електронно-оптичного модуля для протезу верхньої кінцівки.

20. К.А. Варданесян, К.П. Вонсевич, "Особенности измерения и анализа сигналов в биоэлектрических протезах верхних конечностей", на 12-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2019», Минск, 2019, с. 140-142.

Здобувачу належить огляд характерних особливостей вимірювання та аналізу міо-сигналів у біонічному протезуванні кінцівок.

21. К.А. Варданесян, К.П. Вонсевич, "Система электромиографу для биоэлектричного протезування руки", на XV Научно-практической конференции студентов, аспирантов та молодых ученых «Ефективність инженерных решений у приладобудуванні», Київ, 2019, с. 310-313.

Здобувачу належить схемо-технічна реалізація електромиографу для біонічного протезу руки.

АНОТАЦІЯ

Вонсевич К.П. Міографічна система біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи. – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Київ, 2020.

Дисертаційна робота присвячена створенню міографічної системи протезної руки з розширеними можливостями рухів та жестів із розпізнаванням міоелектричних сигналів нейромережевим інтерфейсом та оптичним ідентифікатором контактної поверхні для дотику пальців. У роботі вдосконалено метод розпізнавання категорій фізіологічних рухів та жестів шляхом аналізу електро- та форс- міографічних сигналів мультирівневими штучними нейронними мережами, що дозволило підвищити точність класифікації жестів кисті руки. Вдосконалено метод розпізнавання контактної поверхні пальцем протезу шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії, що дало можливість підвищити достовірність ідентифікації структури об'єктів маніпуляції. Вдосконалено метод координації рухів протезу кисті руки на основі одночасної реєстрації і розпізнавання фізіологічних сигналів та сигналу оптичної ідентифікації.

Ключові слова: біонічний протез руки, класифікація сигналів, матриця похибок, оптична ідентифікація, поверхнева електромиографія, протезування, розпізнавання поверхонь, штучна нейронна мережа, форс-міографія, TDF-характеристики.

АННОТАЦИЯ

Вонсевич К.П. Миографическая система бионической руки с оптической идентификацией типа поверхности. - На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 - биологические и медицинские приборы и системы. - Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» МОН Украины, Киев, 2020.

Диссертационная работа посвящена созданию миографической системы протезной руки с расширенными возможностями движений и жестов с распознаванием миоэлектрических сигналов нейросетевым интерфейсом и оптическим идентификатором контактной поверхности для прикосновения пальцев.

В работе усовершенствован метод распознавания категорий физиологических движений и жестов за счет анализа электро- и форс-миографических сигналов мультиуровневыми искусственными нейронными сетями, что позволило повысить точность классификации жестов кисти руки.

Усовершенствован метод распознавания контактной поверхности пальцем протеза за счет оптической идентификации со средствами концентрации оптической энергии, что позволило повысить достоверность идентификации структуры объектов манипуляции.

Усовершенствован метод координации движений протеза кисти руки на основе одновременной регистрации и распознавания физиологических сигналов и сигнала оптической идентификации, что позволило реализовать биоуправление движениями пальцев протеза с вариативными параметрами скорости и силы сжатия.

Представлены результаты экспериментальной апробации созданных и усовершенствованных методов распознавания категорий физиологических движений, идентификации контактных поверхностей и координации движений протеза кисти, которые подтвердили возможность их практического применения.

Основное содержание работы представлено в четырех разделах. В первом разделе проведен анализ методов и технических средств протезирования верхних конечностей человека. В частности, во время аналитического обзора и литературного поиска, раскрывающего проблематику возбуждаемых в диссертации задач, исследованы биофизические основы регистрации сигналов для интуитивного управления бионическим протезом руки, выяснены особенности измерения и анализа биопотенциалов мышц руки в задачах бионического протезирования, представлены технические основы конструирования и основные характеристики современных протезных систем. Разработана структурная схема бионической протезной системы верхней конечности, а также рассмотрены методы и сенсоры для обеспечения обратной связи и идентификации поверхностей в протезных устройствах. Определены основные задания, которые нужно реализовать с целью решения научно-практической задачи, рассматриваемой в диссертационной работе.

Второй раздел посвящен совершенствованию миорегистрирующей системы протеза руки средствами оптической идентификации. В частности, разработана схема функционирования миографической системы биоуправляемого протеза руки с оптической идентификацией типа поверхности. Описаны алгоритм функционирования и формирования выходных сигналов движения пальцев бионической руки. Разработан алгоритм определения типа контактной поверхности с помощью оптической идентификации. Разработана математическая модель определения входных сигналов миографической системы с оптической идентификацией типа поверхности.

В третьем разделе представлены разработки экспериментального образца протеза руки с миоэлектронным управлением. В частности, разработаны алгоритмы и изготовлены прототипы модулей измерения сигнала, которые позволили определить особенности и отдельные ограничения при измерении электромиографического и форс-миографического сигналов, а также создать программное обеспечение для миографической системы. Разработан алгоритм и структура модуля измерения сигнала оптической идентификации, определены начальные условия и ограничения при проведении исследований по определению типа контактной поверхности, создано программное обеспечение для измерения оптического сигнала.

В четвертом разделе осуществлено практическую апробацию разработанной двухканальной миографической системы с оптической идентификацией типа поверхности. Избран типичный набор движений пальцев для апробации системы, описаны принципы систематизации групп пациентов и алгоритм процесса измерения входных сигналов, сформирован массив входных данных и проведена оценка измеренных миографических сигналов. Апробирована методика и показаны результаты распознавания типа поверхности модулем оптической идентификации. Приведены результаты экспериментальных исследований разработанной миографической системы.

Ключевые слова: бионический протез руки, искусственная нейронная сеть, классификация сигналов, матрица ошибок, оптическая идентификация, поверхностная электромиография, протезирование, распознавание поверхностей, force-миография, TDF-характеристики.

ABSTRACT

Vonsevych K. Myographic system of bionic hand with optical identification of surface type. – On the rights of manuscript.

The dissertation for scientific degree of candidate of technical sciences on a specialty 05.11.17 – Biological and medical devices and systems. – National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" MES of Ukraine, Kyiv, 2020.

This work is devoted to creation of a myographic system of prosthetic hand with advanced movements and gestures capabilities with recognition of myoelectric signals by a neural network interface and optical identifier of the contact surface for fingers touch. The method of recognizing categories of physiological movements and gestures

by analyzing electro- and force-myographic signals on the base of multilevel artificial neural networks have been improved, which allowed to increase the accuracy of classification of wrist gestures. The method of recognizing the contact surface by a finger prosthesis due to optical identification with instruments of concentration optical energy have been improved, which made possible to increase the reliability of identification of the structure of the objects of manipulation. The method of hand prosthesis movements coordination based on simultaneous registration and recognition of physiological signals and optical identification signal have been improved.

Keywords: artificial neural network, bionic hand prosthesis, confusion matrix, force myography, optical identification, prosthetics, signal classification, surface electromyography, surface recognition, time domain features.

ДЛЯ НОТАТОК

This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.

ДЛЯ НОТАТОК

This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.

ДЛЯ НОТАТОК

This image shows a full page of blank handwriting practice paper. It features approximately 28 horizontal blue lines spaced evenly down the page. There are no margins, text, or other markings present.

Підписано до друку 30 липня 2020р.
Формат 60х90¹/₁₆. Папір офсетний. Друк різнографічний.
Кількість умовних друкованих аркушів 0,9
Тираж 100 екз. Замовлення №8657.
Суб'єкт видавничої діяльності занесено до державного реєстру №620049 13.10.2008,
ПРІНТЦЕНТР, м.Київ, вул. Політехнічна, 16

